

03P03735.



54

⑯ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

# Offenlegungsschrift

⑩ DE 101 27 267 A 1

⑯ Int. Cl.<sup>7</sup>:  
**H 05 G 1/02**  
G 01 T 1/36  
G 01 T 1/29  
G 01 N 23/207  
A 61 B 6/02

⑯ Aktenzeichen: 101 27 267.7  
⑯ Anmeldetag: 5. 6. 2001  
⑯ Offenlegungstag: 19. 12. 2002

⑯ Anmelder:  
Siemens AG, 80333 München, DE

⑯ Erfinder:  
Heismann, Björn, Dr., 91052 Erlangen, DE

⑯ Entgegenhaltungen:

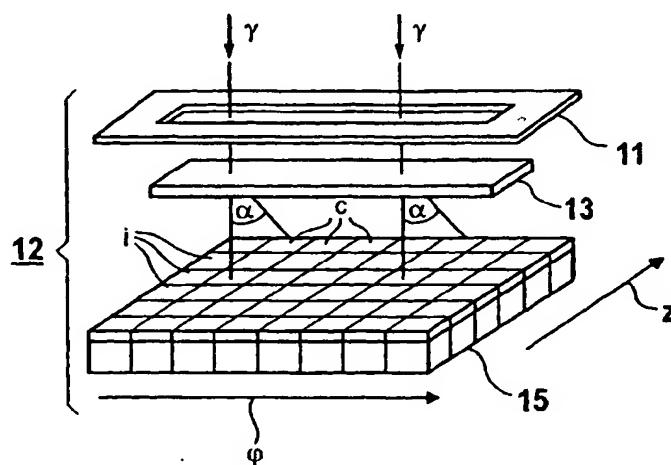
DE	199 55 848 A1
DE	197 11 927 A1
DE	100 09 285 A1
US	51 64 975 A
EP	09 24 967 A2
JP	61-2 56 243 A

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑯ Bildgebendes medizinisches Röntgengerät

⑯ Ein bildgebendes medizinisches Röntgengerät (1), insbesondere ein Computertomographie-Gerät, weist eine Spektral-Einrichtung (12) zur Messung der Röntgenquantenenergie auf. Vorzugsweise wird dabei das Prinzip der Röntgenbeugung ausgenutzt. Beispielsweise ist ein Röntgenbeugungselement (13) einem als zweidimensionales Array ausgebildeten Röntgendetektor (15) zugeordnet. Die Auswertung der so gewonnenen spektralen Messdaten erlaubt neben der Bilderfassung auch Aussagen über eine lokale Gewebe-Zusammensetzung oder -charakterisierung.



BEST AVAILABLE COPY

DE 101 27 267 A 1

DE 101 27 267 A 1

## Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein bildgebendes medizinisches Röntgengerät, insbesondere ein Computertomographie-Gerät, zur Untersuchung eines Patienten.

[0002] Ein bildgebendes medizinisches Röntgengerät umfasst üblicherweise eine Röntgenquelle oder Röntgenröhre und einen der Röntgenquelle zugeordneten Röntgendetektor, der beispielsweise als zweidimensionales Array ausgebildet ist. Im Strahlenverlauf zwischen der Röntgenröhre und dem Röntgendetektor wird der zu untersuchende Patient angeordnet und von den Röntgenstrahlen durchdrungen. Bei einer konventionellen Röntgendurchleuchtungsanlage wird die lokal unterschiedliche Röntgentransmission des Patienten direkt in ein Bild auf dem bildgebenden Röntgendetektor umgesetzt. Bei einem Computertomographie-Gerät wird der zu untersuchende Patient von einer um die Patientenachse rotierenden Röntgenquelle und/oder einem um die gleiche Achse rotierenden Röntgendetektor nach und nach abgetastet. Aus dem daraus ermittelten Datensatz wird mittels eines Computers ein dreidimensionaler Bilddatensatz rekonstruiert.

[0003] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, die Funktionalität bekannter bildgebender medizinischer Röntgengeräte zu erweitern.

[0004] Die genannte Aufgabe wird gemäß der Erfindung gelöst durch ein Röntgengerät mit einer Spektral-Einrichtung zur Messung der Röntgenquantenenergie.

[0005] Dadurch ist die Funktionalität eines Röntgengeräts in vorteilhafter Weise dahingehend erweitert, dass nicht nur ein Transmissionskontrast des Patienten, infolge einer lokal unterschiedlichen Absorption, erfassbar ist, sondern vielmehr auch Rückschlüsse auf den spektralen Verlauf der Absorption am durchstrahlten Ort des Patienten möglich sind. Dies eröffnet Möglichkeiten zur lokalen Gewebecharakterisierung. Daraus ergeben sich für die nachfolgende Diagnose neue wertvolle Hilfestellungen.

[0006] Als Spektral-Einrichtung ist beispielsweise ein Halbleiter-Detektor, insbesondere ein Germanium- oder Siliziumdetektor, oder ein Kalorimeter vorhanden. Die Spektral-Einrichtung kann auch einen geschichteten Mehrfachdetektor aufweisen, der insbesondere zwei hintereinander angeordnete Szintillationsdetektoren umfasst, wovon einer ein niedrigerenergetischer Detektor und der andere ein hochenergetischer Detektor ist. Aus dem Verhältnis zweier Messwerte der beiden Detektoren sind dann Rückschlüsse auf die die Röntgenstrahlung absorbierenden Materialien möglich. Eine andere Variante besicht darin, dass die Spektral-Einrichtung nach dem Zweistrahlverfahren arbeitet. Dabei werden zwei Messvorgänge mit unterschiedlicher Quantenenergie am gleichen Patienten durchgeführt.

[0007] Nach einer besonders bevorzugten Ausführungsform nutzt die Spektral-Einrichtung das Prinzip der Röntgenbeugung aus.

[0008] Dadurch ist es in vorteilhafter Weise möglich, die Spektral-Einrichtung platzsparend in ein Röntgengerät zu integrieren. Außerdem ist eine nach dem Prinzip der Röntgenbeugung funktionierende Spektraleinrichtung preiswerte realisierbar als beispielsweise ein Halbleiter-Detektor. Im Vergleich zu den genannten Zweistrahlverfahren ergibt sich der Vorteil einer verkürzten Untersuchungszeit und – besonders wesentlich – eine Verminderung der Strahlendosis für den Patienten.

[0009] Insbesondere ist das Röntgenbeugungselement ein Pulverelement, welches ein Kristallpulver aufweist. Die Bestrahlung des Pulverelements und/oder die Auswertung gemessener Röntgenspektren geschieht beispielsweise analog zum Debye-Scherrer-Verfahren. Die Folge der Verwendung

eines Pulvers ist ein radialsymmetrisches Beugungsmuster in der Detektorebene.

[0010] Insbesondere zur Verwendung in einem Computertomographie-Gerät ist die Verwendung eines Röntgenkristalls von besonderem Vorteil. Dabei ergibt sich kein radialsymmetrisches Beugungsmuster, sondern es treten zahlreiche Einzelreflexe entsprechend der Zusammensetzung und Symmetrie der Elementarzelle des Röntgenkristalls auf. Der Röntgenkristall ist insbesondere ein Linkristall, beispielsweise LiI<sub>2</sub>, KCl oder NaCl.

[0011] Nach einer anderen bevorzugten Ausführungsform ist ein der Röntgenquelle zugeordneter Röntgendetektor sowohl zur Bilderschluss als auch zur Messung der Röntgenquantenenergie ausgebildet und/oder angeordnet. Mit anderen Worten: Die Spektral-Einrichtung nutzt als Röntgendetektor den zur Bilderschluss ohnehin vorhandenen Röntgendetektor. Daraus resultiert sowohl ein Platz- als auch ein Kostenvorteil.

[0012] Vorzugsweise ist das Röntgenbeugungselement im Strahlenverlauf zwischen der Röntgenquelle und dem Röntgendetektor angeordnet oder mittels einer Stelleinrichtung dort positionierbar.

[0013] Außerdem bevorzugt ist eine Detektorblende vorhanden, die in Strahlenrichtung geschen nach dem Patienten und vor dem Röntgendetektor angeordnet ist, wobei das Röntgenbeugungselement zwischen der Detektorblende und dem Röntgendetektor angeordnet oder mittels der Stelleinrichtung dort positionierbar ist. Mittels der Detektorblende wird ein Teil des von der Röntgenquelle emittierten Röntgenstrahlbündels unmittelbar vor dem Röntgenbeugungselement ausgeblendet. Die Detektorblende wird vorzugsweise eng kollimierend betrieben. Bei einem als Array ausgebildeten Röntgendetektor ist die Blendenweite vorzugsweise kleiner oder gleich der Ausdehnung eines Pixels des Detektorarrays, so dass alleine die Pixel des Arrays die Apparatefunktion bestimmen. Die Blende dient vor allen Dingen dazu, die Detektoren gegen ungebeugte Primärstrahlung zu schützen.

[0014] Eine vorteilhafte Weiterbildung sieht vor, dass der Abstand des Röntgenbeugungselementes zum Röntgendetektor zur Einstellung eines detektierbaren Energienesters variierbar ist. Der genannte Abstand legt nämlich neben der Detektorfläche – einen maximalen Beugungswinkel und somit das detektierbare Energieintervall fest.

[0015] Wie bereits erläutert, erlauben die mittels der Spektral-Einrichtung gewonnenen Messdaten, Röntgenbeugungsmuster oder Röntgenspektren Rückschlüsse auf eine lokale Gewebe-Zusammensetzung oder Gewebe-Charakterisierung des Patienten. Das Röntgengerät weist daher vorzugsweise eine Auswerteeinheit zur Berechnung einer Gewebezusammensetzung des Patienten auf, wobei eine von der Spektral-Einrichtung ermittelte spektrale Information verwendet wird.

[0016] Bei einem Computertomographie-Gerät mit einem als zweidimensionales Array ausgebildeten Röntgendetektor ist es von besonderem Vorteil, falls das Röntgenbeugungselement, insbesondere der Röntgenkristall, derart ausgerichtet oder ausrichtbar ist, dass Hauptbeugungsreflexe entlang einer zur Patientenachse parallelen Spalte des Arrays auftreten.

[0017] Die Einstellung des Röntgenbeugungselementes zielt insbesondere darauf ab, eine möglichst hohe anteilige Abbildung der Gesamtbewegungsintensität auf eine einzige Spalte zu erreichen. Dabei ist es zur Vermeidung eines Übersprechens zwischen benachbarten Spalten zweckmäßig, zwischen den Kanälen Kollimatoren zu positionieren oder dort positionierbar zu haben.

[0018] Bekannte moderne Computertomographie-Geräte

nutzen ein zweidimensionales Array anstelle eines eindimensionalen Arrays. Bei einem eindimensionalen Array werden die einzelnen Pixel in Umfangs- oder  $\phi$ -Richtung aufgereiht. Dadurch, dass auch in der Patienten- oder  $z$ -Richtung mehrere Pixel vorhanden sind, welche die Spalten bilden, ergibt sich der Vorteil einer erhöhten Scan-Geschwindigkeit. Unter Umständen ergibt sich außerdem der Vorteil einer verminderter Strahlenbelastung, wenn ein zweiter Scan mit höherer Auflösung vermieden wird. Bei einem Röntgengerät oder einem Computertomographie-Gerät nach der Erfindung wird die Aufreihung mehrerer Pixel in  $z$ -Richtung (Spalten) zur Auswertung der spektralen Energieverteilung verwendet.

[0019] Das Computertomographie-Gerät nach der Erfindung weist daher vorzugsweise einen ersten Betriebsmodus auf, in welchem ein Scan des Patienten ohne im Strahlenverlauf angeordnetes Röntgenbeugungselement durchführbar ist, sowie einen zweiten Betriebsmodus, in welchem ein Scan des Patienten mit im Strahlenverlauf angeordnetem Röntgenbeugungselement durchführbar ist. Die beiden Betriebsmodi können beispielsweise derart sein, dass im ersten Betriebsmodus mit hoher Scan-Geschwindigkeit ein 3D-Datensatz erzeugt wird, und dass dieser 3D-Datensatz auch im zweiten Betriebsmodus, wenngleich auch langsamer, erzeugbar ist, wobei dann aber zusätzlich gleichzeitig eine spektrale Information gewinnbar ist, welche zur lokalen Gewebe-Charakterisierung heranziehbar ist.

[0020] Die Erfindung wird nachfolgend anhand von drei in den Fig. 1 bis 4 wiedergegebenen Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

[0021] Fig. 1 ein Röntgengerät nach der Erfindung in einer schematischen Übersichtsdarstellung.

[0022] Fig. 2 eine Spektral-Einrichtung des Röntgengeräts nach der Fig. 1 in einer vergrößerten Darstellung (erstes Ausführungsbeispiel).

[0023] Fig. 3 eine Spektral-Einrichtung nach einem zweiten Ausführungsbeispiel, und

[0024] Fig. 4 eine Spektral-Einrichtung nach einem dritten Ausführungsbeispiel.

[0025] Fig. 1 zeigt ein Röntgengerät 1 nach der Erfindung, welches eine Röntgenquelle 3 mit einer röhrenseitigen Blendenanordnung 5 umfasst. Mittels der Blendenanordnung 5 wird ein Röntgenstrahlenbündel 7 gewünschter Größe ausgebendet. Das Röntgenstrahlenbündel 7 durchstrahlt einen Patienten 9 und würde bei Nichtvorhandensein der mit 12 bezeichneten Spektral-Einrichtung, gegebenenfalls nach Passieren einer detektorseitigen Blende zum Röntgendetektor 15 gelangen, welcher ein Bild vom Patienten 9 mit einem Kontrast entsprechend der lokal unterschiedlichen Transmission oder Absorption des Patienten 9 erfassst.

[0026] Bei dem Röntgengerät 1 nach der Erfindung ist im Strahlenverlauf eine insgesamt mit 12 bezeichnete Spektral-Einrichtung vorhanden.

[0027] Die Spektraleinrichtung 12 umfasst eine Detektorblende 11, ein Röntgenbeugungselement 13 sowie den Röntgendetektor 15. Außerdem umfasst sie eine Stelleinrichtung 17, mittels derer das Röntgenbeugungselement 13 in einer lateralen Richtung 19 in den Strahlengang einführbar und aus diesem herausbringbar ist. Zudem ist mittels der Stelleinrichtung 17 ein Abstand 1 zwischen dem Röntgenbeugungselement 13 und dem Röntgendetektor 15 einstellbar, indem das Röntgenbeugungselement 13 in Abstandsrichtung 20 verschiebbar ist.

[0028] In Fig. 1 ist außerdem ein mit  $\alpha$  bezeichneter Beugungswinkel eingezeichnet, der bezüglich einer Normalen gemessen ist.

[0029] Die Spektral-Einrichtung 12 ist in Fig. 2 näher dargestellt. Der Röntgendetektor 15 ist als zweidimensionales

Array ausgebildet, wobei jedes Pixel aus einer oberen Schicht und einer unteren Schicht besteht. Die obere Schicht enthält einen Szintillator, insbesondere eine sogenannte UFC-Keramik (Ultra Fast Ceramic). Die jeweils untere Schicht stellt eine Photodiode dar, welche an die jeweilige obere Schicht mit der UFC-Keramik optisch angekoppelt ist. Alternativ könnte der Röntgendetektor 15 ein hochauflösendes Flächenelement, z. B. auf Cäsiumiodid-Silizium-Basis ( $\text{CsI}-\alpha\text{Si}$ ) sein. Die Detektorblende 11 ist gemäß Fig. 2 eine Punktblende mit rechteckigem Querschnitt, der an die Größe eines Pixels des Röntgendetektors 15 angepasst ist. Das Röntgenbeugungselement 13 ist in diesem Beispiel ein Kristallpulver, beispielsweise mit  $\text{LiI}$ ,  $\text{KCl}$  oder  $\text{NaCl}$ .

[0030] Bei Verwendung eines solchen Pulverelements ergibt sich in der Detektorebene eine radiale Intensitätsverteilung  $I(r)$  ( $r$  = Abstand von der Normalen), welche über die Gleichung

$$2 \cdot d \cdot \sin(\alpha_n) = n \cdot \lambda$$

direkt mit der Intensitätsverteilung  $I(\lambda)$  des einfallenden Röntgenbündels verknüpft ist. Die angegebene Gleichung stellt die bekannte Bragg'sche Reflexionsbedingung dar, worin  $d$  für den als bekannt vorausgesetzten Gitterabstand des Röntgenkristalls,  $\lambda$  für die Wellenlänge des einfallenden Röntgenbündels,  $n$  für die Beugungsordnung und  $\alpha_n$  für den Beugungswinkel der  $n$ -ten Beugungsordnung stehen. Da außerdem gilt:

$$30 \quad \tan(\alpha) = r/l,$$

ist über den Abstand  $l$  des Röntgenbeugungselementes 13 vom Röntgendetektor 15 und durch die nutzbare Detektorfläche (entsprechend einem Maximum für  $r$ ) das detektierbare Energienfenster festgelegt oder einstellbar

[0031] Bei dem in Fig. 3 dargestellten zweiten Ausführungsbeispiel ist die Detektorblende 11 als Strichblende 11 ausgebildet, deren Breite an die Breite einer sich in einer  $\phi$ -Richtung erstreckenden Zeile  $i$  des Arrays angepasst ist. Die Länge der Strichblende 11 entspricht der Länge der genannten Zeile  $i$ . In diesem Beispiel ist das Röntgenbeugungselement 13 ein Röntgencinkristall. Als Beugungsmuster ergeben sich Längsreflexe entsprechend der Zusammensetzung und Symmetrie der Elementarzelle des Kristalls. Die Hauptreflexe des Kristalls werden beim Betrieb des Röntgengeräts 1 nach der Erfindung vorzugsweise auf eine sich in einer  $z$ -Richtung erstreckende Spalte  $c$ , d. h. "auf einem Kanal", des Arrays ausgerichtet. Ziel ist dabei die möglichst hohe anteilige Abbildung der Gesamtbeugungsintensität auf eine Spalte  $c$ . Gegebenenfalls sind zwischen den Spalten  $c$  nicht explizit dargestellte Kollimatoren zur Vermeidung eines Übersprechens zwischen den Spalten vorhanden. Der Flächendetektor hat dann - wie dargestellt - eine Ortsachse ( $\phi$ ) und eine Spektralachse ( $z$ ).

[0032] Für die übrigen Komponenten des zweiten Ausführungsbeispiels sei auf die Beschreibung zu Fig. 1 und 2 verwiesen.

[0033] Die Spektral-Einrichtung 12 der Fig. 3 ist bevorzugt in einem Computertomographie-Gerät einsetzbar.  $\phi$  und  $z$  stehen dann für die Rotationsrichtung bzw. Patientenrichtung.

[0034] Zur Verdeutlichung ist diese Variante in dem in Fig. 4 dargestellten dritten Ausführungsbeispiel nochmals erläutert. Bei dem nur ausschnittsweise dargestellten Computertomographie-Gerät (CT-Gerät) sind mehrere, jeweils wenigstens ein Röntgendetektorarray aufweisende Detektormodule 23, 24, 25, 26, 27, auf einem Detektorbogen 28 in Umfangsrichtung  $\phi$  um den Patienten 9 angeordnet. Außer-

dem sind zur Realisierung der Spektral-Einrichtung 12 mehrere, entlang der genannten Umlangsrichtung  $\phi$  angeordnete Beugungsmodul 29, 30, 31, 32, 33 mit jeweils wenigstens einem Beugungskristall vorhanden. Der Detektorbogen 28 umfasst somit mehrere Spektral-Module, die jeweils ein Detektormodul 23, 24, 25, 26, 27 und ein Beugungsmodul 29, 30, 31, 32, 33 umfassen. Die Detektorblende 11 wird eng kollimierend betrieben. Die Blendenweite sollte gleich oder kleiner der Ausdehnung der Pixel eines der Detektormodule 23, 24, 25, 26, 27 sein, damit allein diese maßgeblich die Apparatefunktion der Spektral-Einrichtung 12 bestimmen.

[0035] In einem ersten Betriebsmodus des Röntgengeräts 1 oder des Computertomographie-Geräts ist eine Aufnahme bzw. ein Scan des Patienten ohne im Strahlenverlauf angeordnetes Röntgenbeugungselement bzw. ohne Beugungsmodul 29, 30, 31, 32, 33 durchführbar.

[0036] In einem zweiten Betriebsmodus wird eine Aufnahme bzw. ein Scan bei im Strahlenverlauf angeordnetem Röntgenbeugungselement bzw. Beugungsmodulen 29, 30, 31, 32, 33 durchgeführt. Bei einem Scan im CT-Gerät läuft die Röntgenquelle 3 z. B. kontinuierlich und spiralförmig um den Patienten 9 um. Bei bestimmten Winkelstellungen findet ein Auslesen der Detektorpixel statt. Von jeder Spalte  $c$  oder jedem Kanal (siehe Fig. 3) wird dabei nicht nur ein einzelner Messwert, sondern ein Spektrum  $I_{a,c}(\lambda)$  gemessen. Der Index  $a$  steht dabei für Auslesen (reading). Bei der CT-Rücktransformation wird daraus neben der Bildinformation zusätzlich die Wellenlängenabhängigkeit der lokalen Absorptionskoeffizienten  $\mu(x, \lambda)$  ermittelt.

[0037] Die Absorptionsbeiträge unterschiedlicher Gewebe oder Materialien m. d. h. die einzelnen Gewebe- oder Materialspektren  $\mu_m(\lambda)$ , sind in dem so bestimmten Wert überlagert.

[0038] Bei bekannten Spektren  $\mu_m(\lambda)$  ist ein Maß für die lokale Gewebezusammensetzung am Ort  $x$  ermittelbar.

[0039] Die Bestimmung der Körper- oder Gewebezusammensetzung ist sowohl bei einem CT-Gerät als auch allgemein bei einem Röntgengerät 1 (siehe Fig. 1) nach der Erfindung durchführbar.

[0040] Der Röntgendetektor 15 kann über Datenleitungen sowohl mit einer Auswerteeinheit 21 zur Auswertung der Spektral-Daten als auch mit einer Bilderaufnahmeeinheit 22 zur Verarbeitung oder Darstellung der rein absorptionsbasierten Kontrastdaten zu einem Röntgenbild in Verbindung stehen.

[0041] Außerdem kann eine - nicht dargestellte - Kontrolleinheit vorhanden sein, welche eine von der Spektral-Einrichtung 12 gewonnene Spektral-Information zur Kontrolle und ggf. zur Steuerung der Röntgenquelle 3, insbesondere der Strahlcharakteristik, verwendet.

#### Patentansprüche

1. Bildgebendes medizinisches Röntgengerät (1), insbesondere Computertomographie-Gerät, zur Untersuchung eines Patienten (9), mit einer Spektral-Einrichtung (12) zur Messung der Röntgenquantenenergie.
2. Röntgengerät (1) nach Anspruch 1, wobei die Spektral-Einrichtung (12) das Prinzip der Röntgenbeugung ausnutzt.
3. Röntgengerät (1) nach Anspruch 2, wobei die Spektral-Einrichtung (12) ein Röntgenbeugungselement (13) umfasst.
4. Röntgengerät (1) nach Anspruch 3, wobei das Röntgenbeugungselement (13) ein Röntgenkristall ist.
5. Röntgengerät (1) nach Anspruch 3, wobei das Röntgenbeugungselement (13) ein Kristall-Pulver ist.
6. Röntgengerät (1) nach einem der Ansprüche 3 bis 5,

5 mit einer Röntgenquelle (3) und einem der Röntgenquelle (3) zugeordneten Röntgendetektor (15).

7. Röntgengerät (1) nach Anspruch 6, wobei der Röntgendetektor (15) sowohl zur Bilderfassung als auch zur Messung der Röntgenquantenenergie ausgebildet und/oder angeordnet ist.

8. Röntgengerät (1) nach Anspruch 6 oder 7, wobei das Röntgenbeugungselement (13) im Strahlenverlauf zwischen der Röntgenquelle (3) und dem Röntgendetektor (15) angeordnet oder mittels einer Stelleinrichtung (17) dort positionierbar ist.

9. Röntgengerät (1) nach Anspruch 8, mit einer Detektorblende (11), die - in Strahlenrichtung gesehen - nach dem Patienten (9) und vor dem Röntgendetektor (15) angeordnet ist, wobei das Röntgenbeugungselement (13) zwischen der Detektorblende (11) und dem Röntgendetektor (15) angeordnet oder mittels der Stelleinrichtung (17) dort positionierbar ist.

10. Röntgengerät (1) nach einem der Ansprüche 6 bis 9, wobei der Abstand (1) des Röntgenbeugungselement (13) zum Röntgendetektor (15) zur Einstellung eines detektierbaren Energiensters variierbar ist.

11. Röntgengerät (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, mit einer Auswerteeinheit (21) zur Berechnung einer Gewebezusammensetzung des Patienten (9) unter Berücksichtigung einer von der Spektral-Einrichtung (12) ermittelten spektralen Information.

12. Computertomographie-Gerät nach einem der Ansprüche 6 bis 11, wobei der Röntgendetektor (15) als zweidimensionales Array ausgebildet ist, und wobei das Röntgenbeugungselement (13), insbesondere der Röntgenkristall, derart ausgerichtet oder ausrichtbar ist, dass Hauptbeugungsreflexe entlang einer zur Patientenachse (z) parallelen Spalte (c) des Arrays auftreten.

13. Computertomographie-Gerät nach Anspruch 12, wobei zwischen Spalten (c) des Arrays Kollimateure positioniert oder positionierbar sind zur Vermeidung eines Übersprechens zwischen benachbarten Spalten (c).

14. Computertomographie-Gerät nach einem der Ansprüche 3 bis 13, mit einem ersten Betriebsmodus, in welchem ein Scan des Patienten (9) ohne im Strahlenverlauf angeordnetem Röntgenbeugungselement (13) durchführbar ist, und mit einem zweiten Betriebsmodus, in welchem ein Scan des Patienten (9) mit im Strahlenverlauf angeordnetem Röntgenbeugungselement (13) durchführbar ist.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

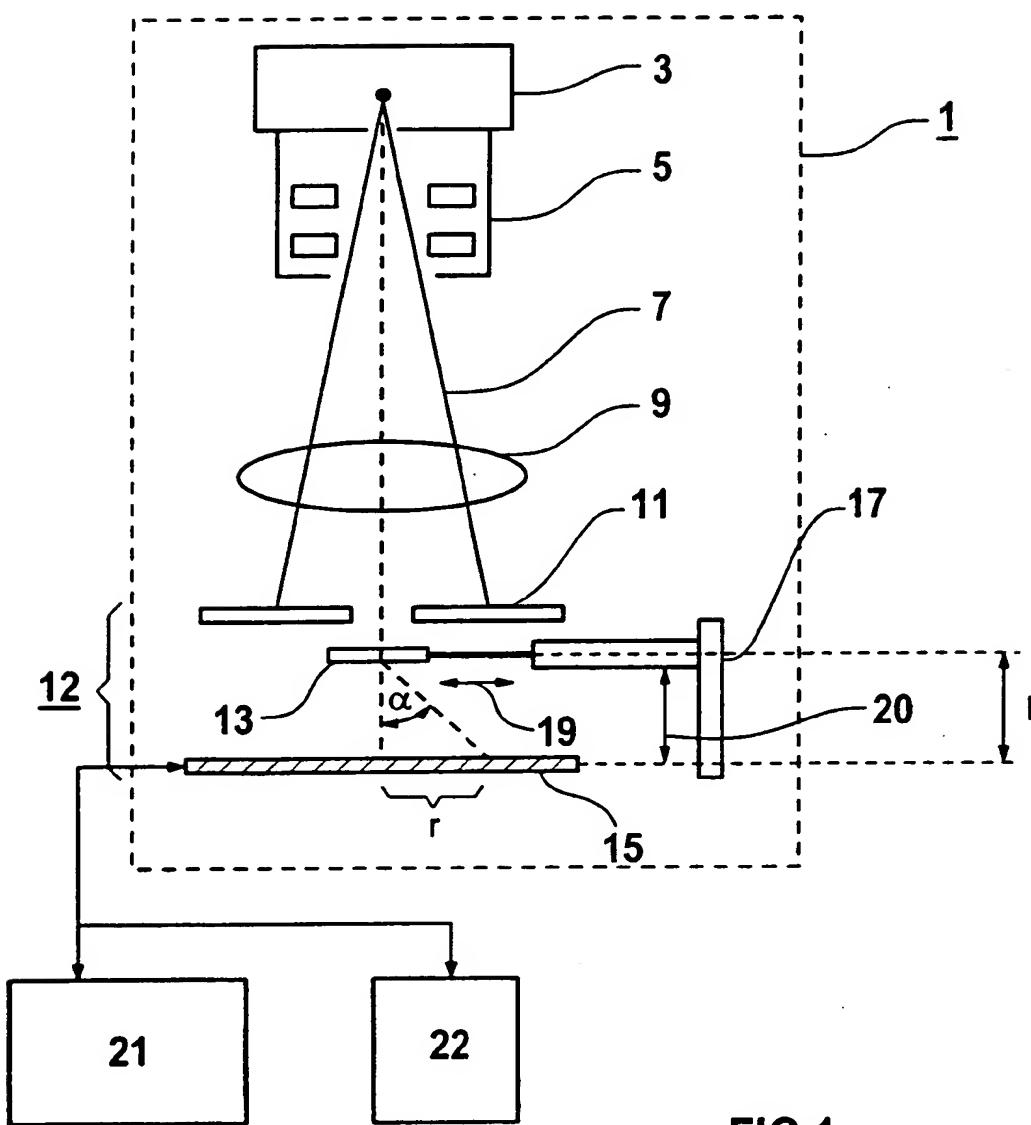


FIG 1

